

⑨ 日本国特許庁 (JP)

⑪ 実用新案出願公開

⑫ 公開実用新案公報 (U)

昭58—142019

Int. Cl.<sup>3</sup>  
A 61 B 17:32  
1:00

識別記号

庁内整理番号  
7058—4C  
7916—4C

⑬ 公開 昭和58年(1983)9月24日

審査請求 未請求

(全 頁)

⑭ 内視鏡用高周波切開器

⑯ 考案者 玉田一聖

川口市上青木一丁目15番11号30  
3

⑰ 実 願 昭57—39598

⑰ 出 願 昭57(1982)3月20日

⑱ 出 願 人 株式会社メドス研究所

東京都板橋区大山1番1号

⑲ 考案者 蛭沼謙

東京都文京区白山二丁目20番3  
号

⑳ 代理人 弁理士 吉村悟

## 明 細 書

### 1. 考案の名称 内視鏡用高周波切開器

### 2. 実用新案登録請求の範囲

内視鏡の生検具挿通用チャンネルを利用して体腔内に挿入する可撓性チューブ1の弯曲部Bの両端周壁に孔3、孔3'を穿ち、電気切開用の導電性のワイヤ2を、上記弯曲部Bにおいては上記孔3、孔3'を利用して上記可撓性チューブ1の外側を通し、可撓性チューブ1の挿通部Cにおいては可撓性チューブ1の内側を通した内視鏡用高周波切開器において、上記可撓性チューブ1の弯曲部B及び孔3、孔3'近傍に補強チューブ4,5を内装したことを特徴とする内視鏡用高周波切開器。

### 3. 考案の詳細な説明

本考案は、内視鏡の生検具挿通用チャンネルを利用して体腔内に挿入し、該内視鏡の光学纖維束を用いて被検者の体腔内患部を観察しながら該患部の組織を電気切開する内視鏡用高周波切開器に関する。

内視鏡用の組織切開器は、第1図に示すように

内視鏡に挿通可能な合成樹脂製の可撓性チューブ 1 と、電気切開用の導電性のワイヤ 2 と、可撓性チューブ 1 を操作する操作部 7 と、ワイヤ 2 を操作し、ワイヤ 2 と電源とを接続する電気接続用アダプタ 8 とからなっている。可撓性チューブ 1 は先端部 A、弯曲部 B、挿通部 C とに分けられ、弯曲部 B の両端周壁にはワイヤ 2 が通過する為の孔を、先端部 B 側に孔 3、挿通部 C 側に孔 3' を各々設けている。ワイヤ 2 は、その一端を可撓性チューブ 1 の弯曲部 B 内周面に固定し、弯曲部 B 内では可撓性チューブ 1 の外側を通り、挿通部 C では可撓性チューブ内を挿通し電気接続用アダプタ 8 と接続している。

上記構成から成る切開器の電気接続用アダプタ 8 を操作してワイヤ 2 に張力を与えると、ワイヤ 2 は該張力に応じて弯曲部 B の可撓性チューブ 1 をワイヤ 2 を弦とする弓状に弯曲させ、その状態でワイヤ 2 に高周波電流を流し、その弦に相当する部分のワイヤ 2 によって体腔内組織の切開を行なう。また可撓性チューブ 1 は、切開に先だって



切開器の正しい位置を知るため或いは体腔内の結石の有無を調べるために、挿通部Cの操作部7付近に設けた造影剤注入口10から造影剤を可撓性チューブ1に注入し、可撓性チューブ1を注入流路として、切開器先端から該造影剤を体腔内患部に放出し、X線による該造影剤の反応によって切開器の位置或いは結石の有無を確認する。また注入口10及び可撓性チューブ1による注入流路は、切開後には生理的食塩水を注入し切開部位を洗浄する為に用いられる。

この様な切開器は、第2図に示すように体腔内に挿通した内視鏡の生検具挿通用のチャンネルを利用して内視鏡先端部9から突出させ、第2図乃至第4図に示すように該内視鏡の光学纖維束によって患部を観察しながら、総胆管12が膵管13と合流して十二指腸に開口するファーター氏乳頭口11から可撓性チューブ1の先端部Aを総胆管12内に挿入し、ワイヤ2によって乳頭切開を行なうのにも用いられる。この様な場合に、狭い十二指腸管腔内で該切開器を操作する為に、可撓性チューブ

1 の弯曲部 B を小さな曲率半径で弯曲させる必要があり、それによって可撓性チューブ 1 が小さな曲率半径の弯曲によって生じる大きな応力に耐えられず第 5 図図示のように折れ曲ることもある。このようにして一度折れた可撓性チューブ 1 は、外觀上はその弾性によって復元しても折曲部が完全に元の状態に戻ることはなく、強度上の弱点となり、再度ワイヤ 2 の張力を受ければ該折曲部は容易に折れ曲る。弯曲部 B が折れ曲った状態ではワイヤ 2 に張力を与えることが不可能となるために可撓性チューブ 1 の先端がワイヤ 2 による張力操作に呼応せず、先端部 A をフーター氏乳頭口 11 へ正確に挿入するために必要な可撓性チューブ 1 の微妙な操作が困難になる。それだけでなく、切開器先端の膽胆管 12 内における位置或いは膽胆管 12 内の結石の有無等を X 線によって調べるために造影剤を注入する際に、可撓性チューブ 1 が折れ曲った状態では、注入流路が潰れて塞がってしまい造影剤の注入が出来ない。

また、切開中に可撓性チューブ 1 がワイヤ 2 の

張力に抗しきれず折れ曲った場合には、可撓性チューブ1による規制からワイヤ2が解放され予想外の部位に通電状態のワイヤ2が当たり、切開の必要のない部位までも切開してしまうことになる。そのような場合には該部位において多量の出血を伴うこともあり大変危険である。

可撓性チューブ1を彎曲させるためワイヤ2に張力を加えると、ワイヤ孔3にはかなりの力が働き、加えて切開時にはワイヤ2の熱が孔3、3'に加わるので、可撓性チューブ1がワイヤ2によってワイヤ孔3から裂け、可撓性チューブ1が切れてしまうことがある。これが組織切開時に起きると、ワイヤ2は可撓性チューブ1による規制から解放され、前記可撓性チューブ1の折曲の編合同様に大変危険である。また内視鏡を用いた組織切開では、切開部位と内視鏡先端部6とが近接しているので、可撓性チューブ1が切れてワイヤ2が解放されると、通電状態のワイヤ2と内視鏡先端部9の金属部分（特に図示せず）とが接触し放電を起こすこともあり危険である。



上記の問題を解決する為に可撓性チューブ1の肉厚を厚くすることも考えられるが、それでは可撓性チューブ1の内径が小さくなるので、前記造影剤等の注入流路が狭まり注入抵抗が増大し、該造影剤等の注入が困難になる。

他に、昭和55年実用新案登録出願公告第175403号公報に開示されているように、金属性の補強コイルを可撓性チューブ1に内装することによって可撓性チューブ1を補強すること、上記問題の解決案として提案された。しかし、補強コイルが線径の太いものやピッチの細かいものでは、造影剤の注入抵抗が増大し造影剤等の注入が困難になる。また可撓性チューブ1の剛性が高くなると、先端部Aのファーター氏乳頭11への挿入の際に可撓性チューブ1の操作が困難になる。そのために補強コイルを線径が細くピッチの粗いものにする、第6図に示すように可撓性チューブ1の弯曲時に補強コイル6が可撓性チューブ1内を移動してしまい、補強の効果が現われず可撓性チューブ1は折れ曲ってしまう。また、ワイヤ2に高周波

電流を流した場合、ワイヤ2 から可撓性チューブ1 の先端部分の金属性補強コイル6 に高周波電流が洩れてしまい、ワイヤ2 には消費した電力を示す出力表示よりも少ない電流が流れるので、消費する電力に比して切開器の切開力は鈍くなる。加えて、補強コイル6 に洩れた電流が体腔内の思わぬ部位で熱に変わり該部位に火傷を起こす危険性もある。

本考案は、上記のような問題を解決する為になされたものであり、切開時にワイヤ2 の張力によって可撓性チューブ1 が折れ曲るのを防止し且つ可撓性チューブ1 内の造影剤等の流通を妨げず、可撓性チューブ1 の耐久性を向上させた内視鏡用高周波切開器を提供することを、その目的としている。

以下添付図面に示す望ましい実施例に従い、本考案を詳述する。第7図は、本考案に係る切開器の一実施例を示す縦断側図面である。この実施例では、可撓性チューブ1 の弯曲部Bと挿通部Cの孔3' 近傍とに補強チューブ4、補強チューブ5





を各々可撓性チューブ1の内周壁に密着固定して設けている。ワイヤ2は、補強チューブ4の内面に一端を固定し、孔3から可撓性チューブ1の外側に出て、弯曲部Bの外側を通り、孔3'から再び可撓性チューブ1の内側に入り、補強チューブ5及び挿通部Cの可撓性チューブ1に挿通し、操作部7の電気接続アダプタ8と機械的及び電氣的に接続する。

可撓性チューブ1と補強チューブ4,5との密着固定は、圧入、熱膨脹或いは熱収縮等の手段から適当なものを選択すればよい。また本実施例では、弯曲部Bと挿通部Cとを別体の補強チューブ4,5によって補強したが、第8図に示すように一体の補強チューブ4によって可撓性チューブ1を補強してもよい。また第8図の実施例ではワイヤ2の先端を可撓性チューブ1と補強チューブ4とで圧着しているので、ワイヤ2が確実に保持され抜ける心配がない。

そのほか第9図に示す実施例のように、補強チューブ4の外周面の中心軸に対して内周面の中心



軸をワイヤ孔3、3'より偏心させた補強チューブ4を採用することも可能である。該偏心によって孔3、3'の側即ち弯曲時により小さな曲率半径をもつ側の補強チューブ4の肉厚が、孔3、3'の反対側即ち弯曲時に大きな曲率半径をもつ側の補強チューブ4の肉厚に較べて薄くなるので、可撓性チューブ1は孔3、3'の側に曲り易くなりワイヤ2の操作が軽快になる。

また、従来の可撓性チューブ1では、最も強度の必要な弯曲部Bにおいてその強度を満足するように可撓性チューブ1の肉厚を決定し、先端部A及び挿通部Cも弯曲部Bと同一の肉厚になっていた。その結果、内視鏡の生検具挿通用チャンネルの内壁によって支えられているので、また小さな曲率半径の弯曲を受けることもないので弯曲部B程強度を必要としない挿通部Cでは、可撓性チューブ1の強度が必要な強度に対して過大になる。然し乍ら本考案に係る切開器の可撓性チューブ1では、可撓性チューブ1の弯曲部Bにおける強度を補強チューブ4、5によって補うことができるの

で、可撓性チューブ1の全長に亘って、弯曲部Bの強度に合せた肉厚のチューブを用いる必要がなく、可撓性チューブ1の肉厚を薄くすることが可能である。

上記構成を有する本考案に係る内視鏡用の高周波切開器においては、弯曲時及び切開時にワイヤ2の張力によって大きな力が加わる孔3、3'近傍及び弯曲部Bの可撓性チューブ1が補強チューブ4,5によって補強されているので、ワイヤ2の張力によって孔3、3'から可撓性チューブ1に亀裂が入り可撓性チューブ1が切れてしまう、或いは弯曲時に可撓性チューブ1がワイヤ2の張力によって弯曲部Bにおいて折れ曲ってしまうといった問題も生じない。

また上記補強チューブ4,5によって部分的には可撓性チューブ1の内径が狭まるが、全体の長さと比較すれば該補強チューブの部分は極く一部分に過ぎないので、該狭窄化は注入抵抗には殆ど影響しない。それどころか、可撓性チューブの肉厚を薄くすることにより、補強チューブ4,5による注

入抵抗の増加よりもチューブ1の薄肉化による注入抵抗の減少が大きいので全体的には注入抵抗が減少し造影剤、生理的食塩水等を従来品よりも容易に注入することが可能である。

上述の如く本考案に係る内視鏡用高周波切開器は、克く所期の目的を達成するものであり、実用上裨益するところが多である。

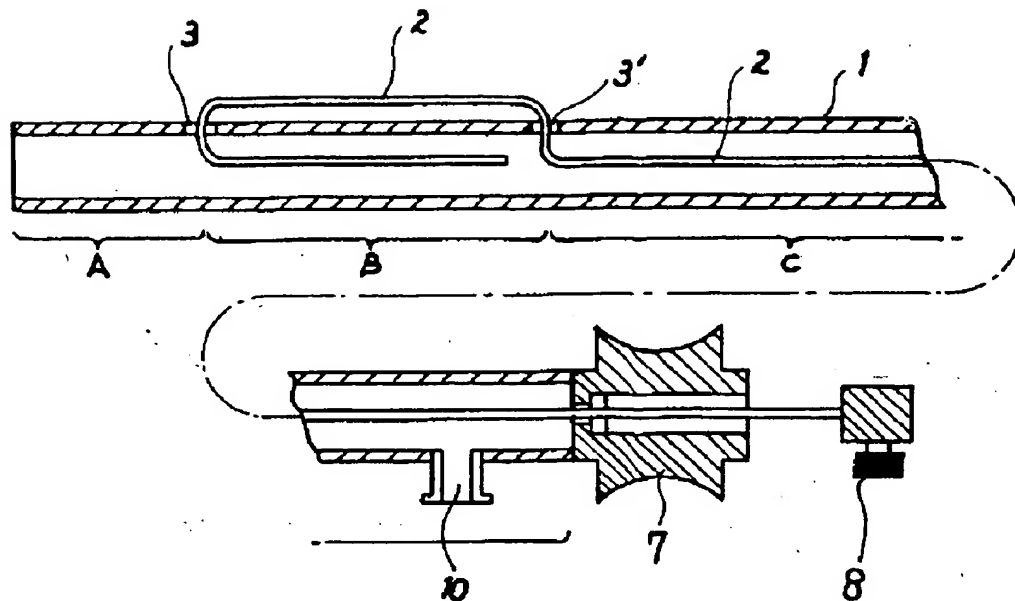
#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は一般的な内視鏡用切開器の縦断側面図、第2図乃至第5図は内視鏡用切開器の体腔内における使用状態を示す縦断図、第5図は同切開器の可撓性チューブが折れ曲った状態を示す縦断側面図、第6図は補強コイルを内装した切開器の可撓性チューブが折れ曲った状態を示す縦断側面図、第7図乃至第8図は本考案実施例の内視鏡用切開器を示す縦断側面図、第9図は他の本考案実施例の可撓性チューブを示す縦断正面図である。

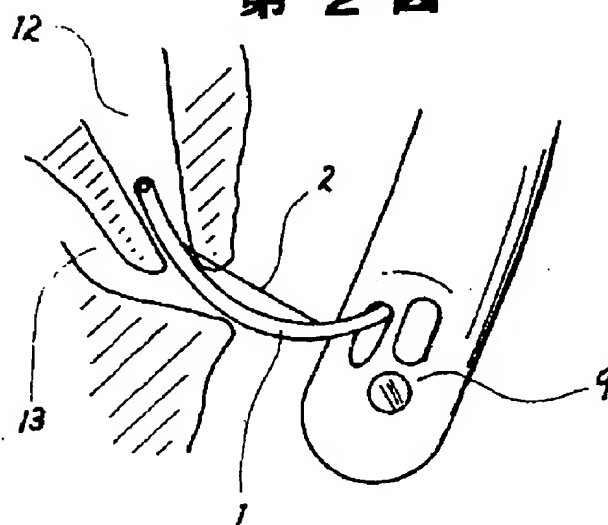
1…可撓性チューブ      2…ワイヤ      3, 3'…孔      4, 5…補強チューブ      7…操作部  
8…電気接続用アダプタ      10…造影剤注入口



第 1 図



第 2 図



217

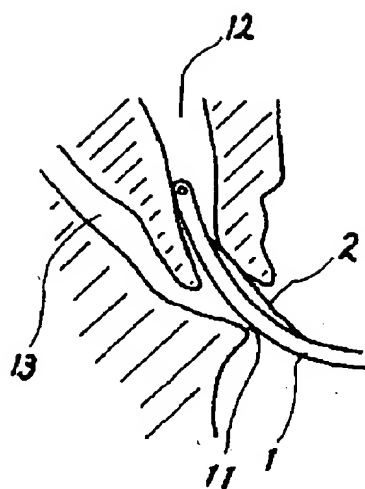
実開58-142019

実用新案登録出願人 株式会社 メドス研究所

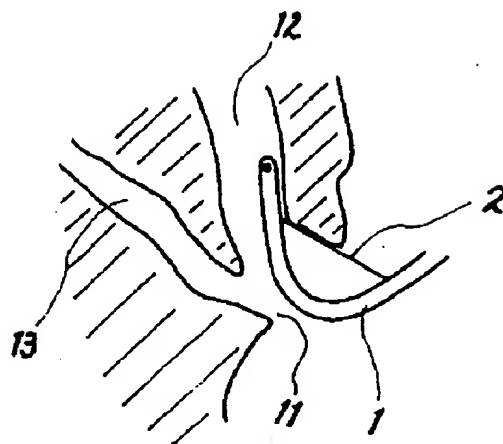
代理人 弁理士 吉村 悟



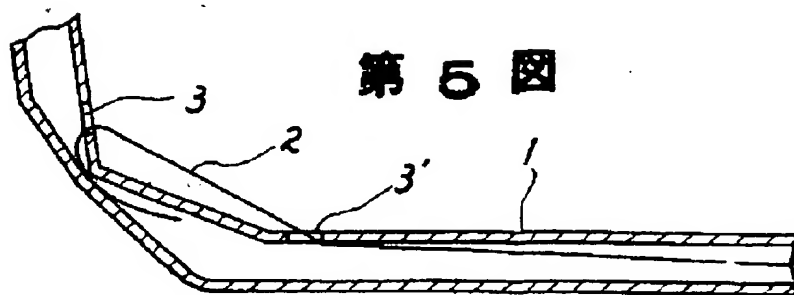
第 3 図



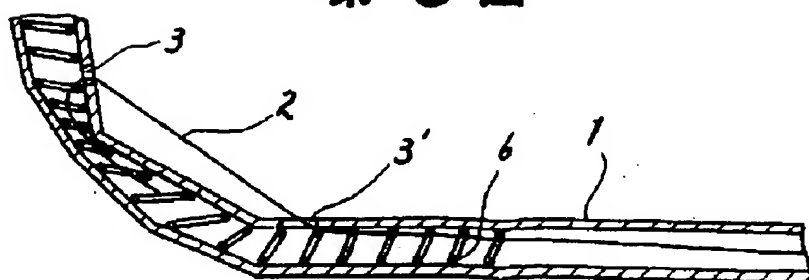
第 4 図



第 5 図

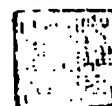


第 6 図

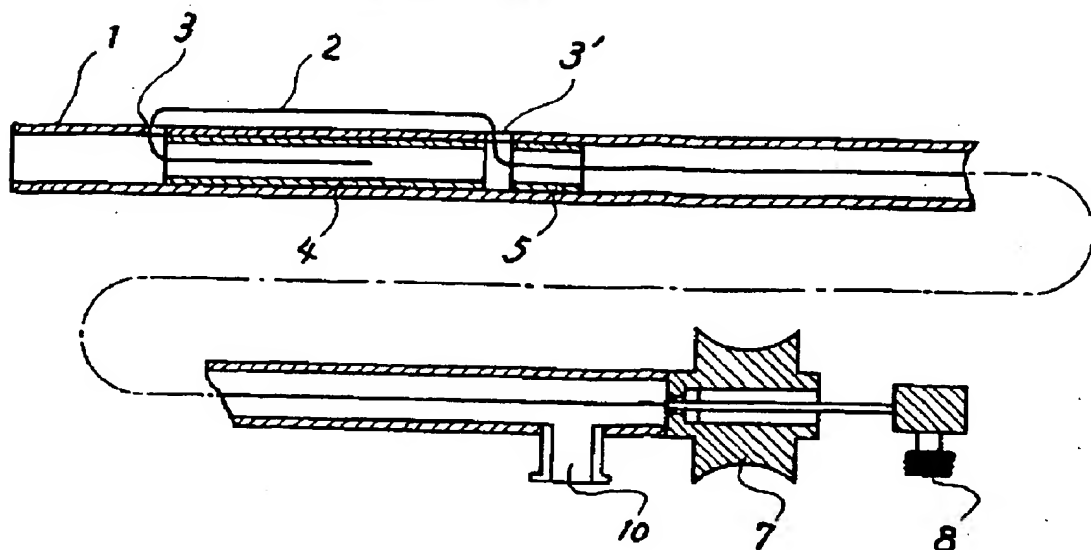


218

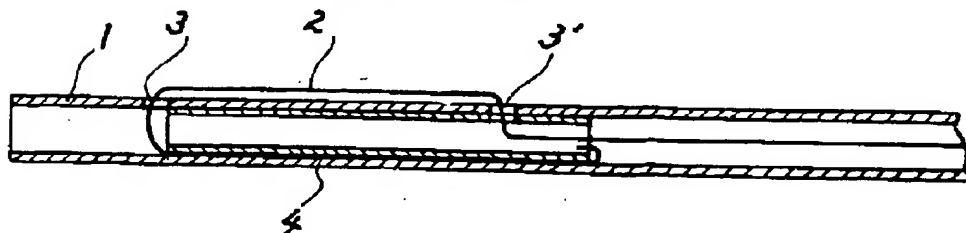
実用新案登録出願人 株式会社メトス研究所 実開58-112019  
代理人 弁理士 吉村 悟



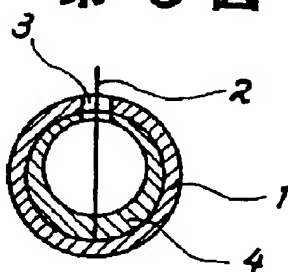
第 7 図



第 8 図



第 9 図



実開 58-142019

実用新案登録出願人 株式会社メトス研究所  
代理人 弁理士 吉村 悟

